

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-269136

(43)Date of publication of application : 19. 10. 1993

(51)Int. Cl.

A61B 10/00

A61B 5/05

(21)Application number : 04-065102

(71)Applicant : RES DEV CORP OF JAPAN

(22)Date of filing : 23. 03. 1992

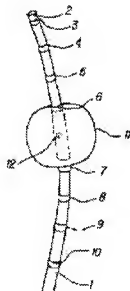
(72)Inventor : SUGA HIROYUKI

(54) VENTRICLE CAPACITY MEASURING METHOD AND MEASURING CATHETER

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide the measuring method which can execute exactly a measurement by correcting simply a capacity measurement error caused by a shape individual difference of the heart, and the catheter used therefor, in the measuring method of the ventricle capacity using a conventional conductance catheter system.

CONSTITUTION: In the conductance catheter system measuring method for measuring the ventricle capacity by inserting a catheter in which plural pairs of electrodes 3-10 are embedded into the ventricle, allowing a feeble AC current to flow steadily between one pair or two pairs or more of electrodes 3-10, and measuring continuously an impedance variation of the feeble current flowing between the remaining electrodes 3-10, expanding a balloon 11 of electric insulation in the ventricle, and correcting a ventricle capacity measured value by using a ratio of the expansion capacity of the balloon 11 in that case and a difference of the ventricle capacity measured values before and after the expansion. The catheter used for this measuring method is provided with the freely expandable balloon 11 of electric insulation in its tip part.



(19)日本特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-269136

(43)公開日 平成5年(1993)10月19日

(51)Int.CI. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 61 B 10/00 5/05	L B	8932-4C		

審査請求 未請求 請求項の数 2(全 5 頁)

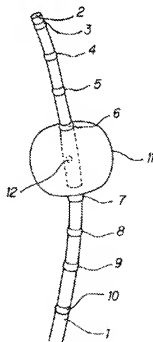
(21)出願番号	特願平4-65102	(71)出願人	390014535 新技術事業団 東京都千代田区永田町2丁目5番2号
(22)出願日	平成4年(1992)3月23日	(72)発明者	菅 弘之 岡山県岡山市津島中1-4-1-201
		(74)代理人	弁理士 田中 宏 (外1名)

(54)【発明の名称】 心室容積測定方法及び測定用カテーテル

(57)【要約】

【目的】従来のコンダクタンスカテーテルシステムを用いた心室容積の測定法における、心臓の形状・個体差による容積測定誤差を簡単に更正し、正確に測定できる測定方法及びそれに用いるカテーテルを提供する。

【構成】複数対の電極を埋設したカテーテルを心室内に挿入し、1対又は2対以上の電極間に微弱な交流電流を定量的に流し、残りの電極間を流れる微弱電流のインピーダンス変化を継続的に計測して心室容積を測定するコンダクタンスカテーテルシステム測定法において、心室内で電気絶縁性のバルーンを膨張させ、その際のバルーンの影響容積と膨張前後の心室容積測定値の差との比を用いて心室容積測定値を更正する心室容積測定方法。この測定法に用いるカテーテルは、電気絶縁性の膨張自在のバルーンを先端部に有している。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数の電極を埋設したカテーテルを心室内に挿入し、1対又は2対以上の電極間に微弱な交流電流を定期的に流し、残りの電極間を流れる微弱電流のインピーダンス変化を継続的に計測して心室容積を測定するコンダクタンスカテーテルシステム測定法において、心室内で電気絶縁性のバルーンを膨張させ、その際のバルーンの膨張容積と膨張前後の心室容積測定値の差との比を用いて心室容積測定値を更正することを特徴とする心室容積測定方法。

【請求項2】 複数の電極を埋設したカテーテルを心室内に挿入し、1対又は2対以上の電極間に微弱な交流電流を定期的に流し、残りの電極間を流れる微弱電流により生じたインピーダンス変化を継続的に計測して心室容積を測定するコンダクタンスカテーテルシステムを用いるカテーテルであって、該カテーテルは電気絶縁性の膨張自在のバルーンを有することを特徴とする心室容積測定用カテーテル。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、心臓の心室の容積を正確に測定する方法及びこの測定に用いるカテーテルに関する。

【0002】

【従来の技術】 拍動する生体心臓の心室の収縮及び拍出特性を、心室内の内圧や容積との関係から解析しようとする試みは古くからなされている。更に近年は、心室の内圧や容積について、心臓の力学的機能を解析する上で極めて有効な因子であるとして見直されている。しかし、心室の内圧の測定に関しては、近年の医療機器の著しい進歩により、高精度に連続して測定が可能となっている。しかし、心室内の血液の容積の測定に関しては、今まで、エコー法、アンギオグラフィ法、MRI法等が採用されているが、これらの測定方法は非常に手数が掛り、また手数を掛けてもその割合に精度が上がらず、しかも測定装置が高価であるといった問題点がある。そして、この心室容積の測定の困難性から、心臓機能の解析に最大の障害となっていた。

【0003】 そこで、近年、心室の容積の測定に、コンダクタンスカテーテルシステムを用いる方法が提案されている。このコンダクタンスカテーテルシステムを用いた測定法は、リアルタイムに連続して心室容積を測定することができる利点があり、今後、医学や医療の現場で利用され、心臓機能の解析、心臓病の治療方針の決定及び心臓薬の開発等、医学及び医療の発展に貢献するものと期待される。

【0004】 しかし、コンダクタンスカテーテルシステムを用いた心室容積の測定法には、測定値が測定対象の心室の形状に影響されて誤差が生じ、正確に測定することが困難であると言った問題点があった。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 本発明は、コンダクタンスカテーテルシステムを用いた心室容積の測定法における上記の問題点を解消し、心室の形状に影響されることがなく、正確に測定できる測定方法、及びその測定に使用するカテーテルを提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】 すなわち本発明の一つは、複数の電極を埋設したカテーテルを心室内に挿入し、1対又は2対以上の電極間に微弱な交流電流を定期的に流し、残りの電極間を流れる微弱電流のインピーダンス変化を継続的に計測して心室容積を測定するコンダクタンスカテーテルシステム測定法において、心室内で電気絶縁性のバルーンを膨張させ、その際のバルーンの影響容積と膨張前後の心室容積測定値の差との比を用いて心室容積測定値を更正することを特徴とする心室容積測定方法であり、またもう一つは、複数の電極を埋設したカテーテルを心室内に挿入し、1対又は2対以上の電極間に微弱な交流電流を定期的に流し、残りの電極間を微弱電流により生じたインピーダンス変化を継続的に計測して心室容積を測定するコンダクタンスカテーテルシステムを用いるカテーテルであって、該カテーテルは電気絶縁性の膨張自在のバルーンを有することを特徴とする心室容積測定用カテーテルである。

【0007】 本発明について詳しく説明する。コンダクタンスカテーテルシステムを用いた心室容積の測定法は、心室内の血液の電気伝導性を利用する測定法である。この方法で用いるカテーテルは、その先端の心室内に挿入される部分に複数の電極が埋設されている。図3は従来から用いられているカテーテルの一例を示す斜視図である。図3において、1は中空のカテーテルチューブである。2はカテーテルの先端、3〜10はカテーテルに埋設された電極であり、この図3の例においては4対、計8個の電極が埋設されている。それぞれの電極の配列はカテーテルの中を通り測定部に接続されている。

【0008】 図3の8個の電極を埋設したカテーテルの先端部を大動脈弁から心室に挿入し、心尖部に向かって導入して心室内に留置する。そして、8個の電極のうち両端電極3、10間に20KHz、30μAの微弱電流を定期的に流す。この定常微弱電流により心室内血液を媒体として三次元的な電場が形成される。この電場の変化すなわちコンダクタンス変化を、中間の各隣接電極間、すなわち4〜5間、5〜6間、6〜7間、7〜8間、8〜9間及び9〜10間の5区間で連続的に計測する。

【0009】 この際、時々刻々変化する心室の容積と計測されたコンダクタンス値との間には、次の関係が成立する。

3

$$V(t) = C \times \rho \times L^2 \times G(t) + V_0$$

(ただし、式中、 $V(t)$ は時刻 t における心室容積、 C は定数、 ρ は血液抵抗値、 L は電極間距離、 $G(t)$ は時刻 t におけるコンダクタンス、 V_0 は補正値を表す。)

【0101】したがって、心室容積 $V(t)$ は、電極間距離 L を決め、また血液抵抗値 ρ を測定しておく、と、式(1)を用いてコンダクタンスの計測値 $G(t)$ から算出することができる。現在市販されている測定器においては、式における定数 C を予め定め、また実測した電極間距離 L 及び血液抵抗値 ρ 並びに補正値 V_0 を入力しておく、と、 $G(t)$ 及び $V(t)$ が自動的に導出されるようになっていく。

【0101】しかし、このコンダクタンスカテテルシステム測定法において前述したように問題点がある。それは式(1)の定数 C が、測定対象である心室の形状により変化する。その個体差によりバラツキがあって、およそ0.8~1.2の範囲で変化する。そのため測定精度を確保することが困難なことである。すなわち、この定数 C について、個体それぞれの適切な値を決めることができないため、心室容積を正確に測定することが困難であった。

【0102】本発明は、これら問題点を解消した測定法である。本発明は、従来コンダクタンスカテテルシステムで使用するカテテルに、更に電気絶縁体で形成された膨張自在のバルーンを備えたカテテルを用いて測定する。図1は本発明で用いるカテテルの一例の斜視図である。図1において、符号1~10は前記図3と同じである。11は電気絶縁体で形成された膨張自在のバルーンである。このバルーン11は、カテテルの電極6、電極7間に固定されている。そして、カテテル1の電極6と電極7の間には孔12が設けられており、この孔12には細い中空チューブが接続され、この中空チューブはカテテルの中を通過してその末端は液体ポンプに接続されている。なお、容量の大きなバルーンを取り付けたい場合は、電極6と電極7の間隔を挙げ大きなバルーンを固定できるようにするとよい。

*

$$V(t) = C \times \rho \times L^2 \times G(t) + V_0$$

$$V'(t) = C \times \rho \times L^2 \times G'(t) + V_0$$

である。そして、バルーン膨張前後の心室容積測定値

(読み値)の差を $\Delta V(t)$ とすると、 $\Delta V(t)$ は、式※

$$\begin{aligned} \Delta V(t) &= V(t) - V'(t) \\ &= (C \times \rho \times L^2) (G(t) - G'(t)) \end{aligned} \quad (3)$$

である。

【0107】しかし、上記の測定器による読み値 $V(t)$ と $V'(t)$ との差である $\Delta V(t)$ は、測定器に予め設定された前述の標準定数 C に基づく値である。★

$$X = (C \times \rho \times L^2) [G(t) - G'(t)] \quad (4)$$

前記式(3)、(4)より

$$C r / C = X / \Delta V \quad (5)$$

4

(1)

*【0103】しかし、カテテルの先端部を心室内に導入した後、ポンプを動作させ中空チューブを通して例えば生理食塩水を送ることにより、随時バルーン11を膨張させることができる。図2はこのバルーン11を膨張させた状態を示している。また、カテテルと共にバルーンを心室に入れるには、カテテルの先端部に、電気絶縁体で形成された膨張自在のバルーンを紐等で固定し、このバルーンにバルーン内に生理食塩水を送るための細い中空チューブを取り付けてもよい。

【0104】本発明においては、上記したバルーンを有するカテテルを体内に挿入し、複数対の電極を埋設したカテテル先端部を心室内に導入留置し、両端の電極間に微弱電流を流し、この微弱電流によって一定の電場が形成されている心室血液中で、上記のバルーン内に中空チューブを通じて、或る量の例えば生理食塩水 X_m を送り出しバルーンを膨張させる。この際、まず或る程度バルーンを膨張させておき、次に X_m の1の生理食塩水を送り、更にバルーンを膨張させてもよい。

【0105】このようにバルーンを膨張させると、そのバルーンの膨張容積 X_m 1分だけ血液中に電気的な空洞が生じ、またこの空洞に対応する容積分 X_m 1分は心室の血液容積が減少する。このバルーンを膨張させる前及び膨張させた後のそれぞれの容積の測定値(読み値) $V(t)$ 、 $V'(t)$ を読み取り、この両者の読み値の差とバルーン自体の膨張容積 X_m 1とを対比する。この対比により、測定対象である心室の形状に適合する補正定数 C_r を求めることができる。そしてここで得た定数 C_r を用いて心室容積を測定することによって、正確な測定を行うことができる。

【0106】この点について更に詳しく説明する。今、上記したバルーンを膨張させる前の測定器の心室容積とコンダクタンスの測定値(読み値)がそれぞれ $V(t)$ 及び $G(t)$ であり、また、バルーン内に X_m 1の生理食塩水をいれて膨張させた後の測定器の心室容積とコンダクタンスの測定値(読み値)がそれぞれ $V'(t)$ 及び $G'(t)$ であったとすると、前述の式から、

$$V(t) = C \times \rho \times L^2 \times G(t) + V_0 \quad (1)$$

$$V'(t) = C \times \rho \times L^2 \times G'(t) + V_0 \quad (2)$$

★とてろが実際にバルーン膨張容積は X_m 1であり、このとき定数 C は真の定数、即ち前記補正定数 C_r として置き換えることができる。

5

この更正された定数 C_r と元の定数 C との比を用い、これによって、測定器の読み値を更正することにより正確な心室容積値を得ることができる。

【0018】

【実施例】複数の電極を埋設したカテーテルを心室内に挿入し、1対又は2対以上の電極間に微弱な交流電流を定常的に流し、残りの電極間を流れる検出電流のインテ

$$V(t) = C \times \rho \times L^2 \times G(t) + V_0 \quad (1)$$

に基づいて、実時間でボリュウム $V(t)$ を算定し、その値を割り表示する。

【0019】しかし、本発明においては、上記定数 C を、的確な値に更正し、正確な心室容積を測定するものであるが、この定数 C の更正は次のようにして行った、図2に示すバルーン付きのカテーテルを心室に導入した、その後バルーンに生理食塩水を入れて膨張させた、この膨張容量は3.5mlであった。また、膨張前後でSIGMA5の測定器の容積値 $V(t)$ が28.0mlから23.8mlに変化した。

【0020】この容積測定値の差 $\Delta V = 28.0 - 23.8 = 4.2$ 、及び $X = 3.5$ を、前記(5)式に代入すると、

$$C_r / C = 3.5 / 4.2 = 0.83$$

となる。この数値0.83を元の C に乗算すれば、更正した定数が得られる。また、測定器SIGMA5に表示された容積値 $V(t)$ に、0.83を乗ずれば、更正された心室の更正値が得られる。更に、この数値 C に乘ずる代わりに血液抵抗値 ρ に乘じ、その値 ρ' を設定してもよい。

【0021】

【発明の効果】本発明の心室容積測定法を用いると、心室容

6

積変化を継続的に計測して心室容積を測定するコンダクタンスカテーテルシステム測定器として、オランダレイコム社製のSIGMA5を用いた。この測定器において、カテーテルの電極間距離 L を定め、また定数 C を定め、更に血液抵抗値 ρ を算出しておくと、時々刻々変化するコンダクタンス $G(t)$ を抽出し、次式

※ 臓の形状個体差による容積測定誤差が簡単に補正でき、したがって従来のコンダクタンスカテーテルシステムによる測定法の問題点を解消し、心室の形状にもとづく測定値の誤差の少ない、正確な測定を行うことができる。また、この方法は従来のコンダクタンスカテーテルシステムのカテーテルに単に電気絶縁性の膨張可能なバルーンを組み合わせて用いられやすい極めて簡単である。しかし、本発明の測定法及びこの測定に用いるカテーテルは、今後の心臓機能を解明し且つ定量化するうえで大いに役立つものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のカテーテルの一例の斜視図

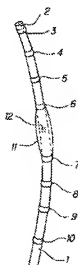
【図2】本発明のカテーテルのバルーンを膨張させたときの斜視図

【図3】従来のカテーテルの斜視図

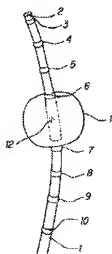
【符号の説明】

- 1 カテーテルチューブ
- 2 カテーテルの先端
- 3～10 電極
- 11 バルーン
- 12 孔

【図1】



【図2】



【圖3】

